



**PCT**  
WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM  
Internationales Büro  
INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE  
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

<b>(51) Internationale Patentklassifikation 6 :</b> <b>H04N 5/217</b>	<b>A2</b>	<b>(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 97/07627</b>  <b>(43) Internationales Veröffentlichungsdatum:</b> 27. Februar 1997 (27.02.97)
<b>(21) Internationales Aktenzeichen:</b> PCT/DE96/01540 <b>(22) Internationales Anmeldedatum:</b> 19. August 1996 (19.08.96)  <b>(30) Prioritätsdaten:</b> 195 30 401.2      17. August 1995 (17.08.95)      DE 195 30 453.5      18. August 1995 (18.08.95)      DE  <b>(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US):</b> KARL STORZ GMBH & CO. [DE/DE]; Mittelstrasse 8, D-78532 Tuttlingen (DE).  <b>(72) Erfinder; und</b> <b>(75) Erfinder/Anmelder (nur für US):</b> IRION, Klaus, M. [DE/DE]; Heudorfer Strasse 38, D-78576 Liptingen (DE). STROBL, Karl, Heinz [DE/US]; 30 Finlay Road, Fiskdale, MA 01518 (US). FAUST, Uwe [DE/DE]; Alexanderstrasse 46, D-70182 Stuttgart (DE). CHATENEVER, David [US/US]; 779 North Ontario Road, Santa Barbara, CA 93105 (US).  <b>(74) Anwalt:</b> MÜNICH, Wilhelm; München, Rösler, Steinmann, Wilhelm-Mayr-Strasse 11, D-80689 München (DE).		<b>(81) Bestimmungsstaaten:</b> JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).  <b>Veröffentlicht</b> <i>Ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts.</i>
<b>(54) Title: ENDOSCOPY VIDEO SYSTEM</b> <b>(54) Bezeichnung: ENDOSKOPIE-VIDEOSYSTEM</b>  <b>(57) Abstract</b> <p>An endoscopy video system has an endoscope, lighting means whose light is led by an optical fibre to one or several light outlets at the distal end of the endoscope, an endoscope objective arranged at the distal end of the endoscope that forms an image of the field lighted by the lighting means, an electronic image recorder with a plurality of image elements that record the image taken by the objective and that are controlled by an image recorder control unit, and an image processing unit that corrects and further processes the image signal from the image recorder and in particular represents it in real time on a display unit, such as a monitor. The image processing unit has a learning mode and a recording mode. In the learning mode, the image is taken of at least one known test object that is lighted by the lighting means. The image processing unit then compares the output signal of each image element of the image recorder with a predetermined set output signal for said test object, derives therefrom for each image element the light intensity and colour modifications of the recorded image in relation to the test object, whether these modifications are due to irregular lighting, marginal unsharpness of the objective, transmission defects of the optical fibre or irregularities in the sensitivity of the image recorder, and derives therefrom a correcting value for each image element. In the recording mode, the image processing unit corrects the output signal of each image element by means of the correcting value associated with each image element.</p> <b>(57) Zusammenfassung</b> <p>Die Erfindung bezieht sich auf ein Endoskopie-Videosystem mit einem Endoskop; einer Beleuchtungseinrichtung, deren Licht ein Lichtleiter zu einer oder mehreren Lichtaustrittsöffnungen am distalen Ende des Endoskops leitet; einem am distalen Ende des Endoskops angeordneten Endoskopobjektiv, das das von der Beleuchtungseinrichtung beleuchtete Objektfeld abbildet; einem elektronischen Bildaufnehmer mit einer Vielzahl von Bildelementen, der das Bild des Objektivs aufnimmt, und den eine Bildaufnehmer-Steuereinheit steuert; und einer Bildverarbeitungseinheit, die das Bildsignal des Bildaufnehmers korrigiert und weiterverarbeitet und insbesondere in Echtzeit auf einer Anzeigeeinheit, wie einem Monitor darstellt. Die Erfindung zeichnet sich durch folgende Merkmale aus: die Bildverarbeitungseinheit weist einen "Lern-Modus" und einen "Aufnahme-Modus" auf; im "Lern-Modus" wird das Bild wenigstens eines Bildverarbeitungseinheit bekannten Testobjekts aufgenommen, das von der Beleuchtungseinrichtung beleuchtet wird; die Bildverarbeitungseinheit vergleicht im "Lern-Modus" das Ausgangssignal jedes Bildelements des Bildaufnehmers mit einem vorgegebenen Soll-Ausgangssignal für dieses Testobjekt, ermittelt hieraus für jedes Bildelement die Intensitäts- und Farbbänderung des aufgenommenen Bildes gegenüber dem Testobjekt, das sich aufgrund von Ungleichmäßigkeiten in der Beleuchtung, aufgrund des Randabfalls des Objektivs sowie von Transmissionsfehlern des Bildweiterleiters, und aufgrund von Empfindlichkeits-Ungleichmäßigkeiten des Bildaufnehmers ergeben, und bestimmt hieraus einen dem jeweiligen Bildelement zugeordneten Korrekturwert; im "Aufnahme-Modus" korrigiert die Bildverarbeitungseinheit das jeweilige Ausgangssignal jedes Bildelements mittels des diesem Bildelement zugeordneten Korrekturwerts.</p>		

# **LEDIGLICH ZUR INFORMATION**

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AM	Armenien	GB	Vereinigtes Königreich	MX	Mexiko
AT	Österreich	GE	Georgien	NE	Niger
AU	Australien	GN	Guinea	NL	Niederlande
BB	Barbados	GR	Griechenland	NO	Norwegen
BE	Belgien	HU	Ungarn	NZ	Neuseeland
BF	Burkina Faso	IE	Irland	PL	Polen
BG	Bulgarien	IT	Italien	PT	Portugal
BJ	Benin	JP	Japan	RO	Rumänien
BR	Brasilien	KE	Kenya	RU	Russische Föderation
BY	Belarus	KG	Kirgisistan	SD	Sudan
CA	Kanada	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KR	Republik Korea	SG	Singapur
CG	Kongo	KZ	Kasachstan	SI	Slowenien
CH	Schweiz	LI	Liechtenstein	SK	Slowakei
CI	Côte d'Ivoire	LK	Sri Lanka	SN	Senegal
CM	Kamerun	LR	Liberia	SZ	Swasiland
CN	China	LU	Litauen	TD	Tschad
CS	Tschechoslowakei	LV	Luxemburg	TG	Togo
CZ	Tschechische Republik	MC	Monaco	TJ	Tadschikistan
DE	Deutschland	MD	Republik Moldau	TT	Trinidad und Tobago
DK	Dänemark	MG	Madagaskar	UA	Ukraine
EE	Estland	ML	Mali	UG	Uganda
ES	Spanien	MN	Mongolei	US	Vereinigte Staaten von Amerika
FI	Finnland	MR	Mauretanien	UZ	Usbekistan
FR	Frankreich	MW	Malawi	VN	Vietnam
GA	Gabon				

## Endoskopie-Videosystem

---

### B e s c h r e i b u n g

#### Technisches Gebiet

Die Erfindung bezieht sich auf ein Endoskopie-Videosystem gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1 sowie auf ein Verfahren zum Kalibrieren eines derartigen Videosystems.

Endoskopie-Videosysteme dieser Art werden sowohl im technischen als auch im medizinischen Bereich für die verschiedensten Anwendungen eingesetzt.

#### Stand der Technik

Ein Endoskopie-Videosystem mit den Merkmalen des Oberbegriffs des Anspruchs 1 ist beispielsweise aus der DE-A-32 04 316 bekannt. Das in dieser Druckschrift beschriebene Endoskopie-Videosystem weist ein Endoskop mit einem Beleuchtungsfaserbündel und einem Abbildungsfaserbündel auf. Das Beleuchtungsfaserbündel leitet das Licht einer Beleuchtungseinrichtung zu einer Lichtaustrittsöffnung am distalen Ende des Endoskops. Ein am distalen Ende des Endoskops angeordnetes Endoskopobjektiv bildet das von der Beleuchtungseinrichtung beleuchtete Objektfeld ab. Dieses Bild des Objektfeldes überträgt das Abbildungsfaserbündel zu einem elektronischen Bildaufnehmer, der proximal angeordnet ist und beispielsweise eine Vidiconröhre oder eine ladungsgekoppelte Vorrichtung, wie ein CCD-Chip sein kann.

Herkömmlich werden in Endoskopen als Abbildungsfaserbündel Faserbündel eingesetzt, die "geordnet" bzw. "kohärent" sind. Damit ist gemeint, daß die Lichteintrittsfläche und

die Lichtaustrittsfläche jeder Lichtleitfaser des Faserbündels jeweils am gleichen Ort bezogen auf die Objektebene (= Bildebene des Endoskopobjektivs) und die Bildebene (= Objektebene des Bildaufnehmers) liegen.

Die Herstellung geordneter Faserbündel ist jedoch aufwendig und damit teuer: Insbesondere ist der Ausschuß sehr hoch, da beim Fertigungsprozeß einerseits einzelne Fasern brechen bzw. anderweitig beschädigt werden, andererseits die Sortierung der einzelnen Fasern nicht immer optimal ist.

Bei dem aus der DE-A-32 04 316 bekannten Endoskopie-Videosystem ist nun das Abbildungsfaserbündel ein inkohärentes Bündel; damit ist gemeint, daß das eintrittseitige Ende und das austrittsseitige Ende jeder Faser nicht an der gleichen Stelle in der Bildebene des Endoskopobjektivs und der Objektebene des Bildaufnehmers angeordnet sind, so daß das übertragene Bild in der Objektebene des Bildaufnehmers "durcheinandergebracht" ist. Hierzu wird auf Seite 7, Zeile 7 bis 14 der DE-A-32 04 316 verwiesen.

Ein Dekodierer bzw. eine Bildverarbeitungseinheit korrigiert das "inkohärente" Bildsignal des Bildaufnehmers derart, daß das beispielsweise auf einem Monitor dargestellte Bild wieder "kohärent" ist.

Bei dem aus der DE-A-32 04 316 bekannten gattungsgemäßen Endoskopie-Videosystem wird die Zuordnung der objektseitigen Enden des inkohärenten Faserbündels zu den bildseitigen Enden vor dem Einbau des Faserbündels in das Endoskop "ein- für allemal" festgelegt (vgl. Seite 8, Zeile 26 f. der DE-A-32 04 316).

### Darstellung der Erfindung

Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, daß ein gattungsgemäßes Videosystem nicht nur die Korrektur eventueller Inkohärenzen des Abbildungsfaserbündels erlaubt, sondern auch eine (weitgehende) Behebung weiterer für Endoskopie-Videosysteme typischer Bildfehler. Dabei baut die Erfindung insbesondere auf der Erkenntnis auf, daß eine wesentliche Ursache für Bild-Verfälschungen bzw. Ungleichmäßigkeiten die Beleuchtung des Objektfeldes durch die Beleuchtungseinrichtung und das nachgeschaltete Beleuchtungsfaserbündel ist.

Der Erfindung liegt damit die Aufgabe zugrunde, ein gattungsgemäßes Endoskopie-Videosystem derart weiterzubilden, daß weitere für die Endoskopie typische Bild-Verfälschungen bzw. Ungleichmäßigkeiten behoben werden.

Eine erfindungsgemäße Lösung dieser Aufgabe ist im Patentanspruch 1 angegeben. Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand der Ansprüche 2 folgende. Ein Verfahren zum Kalibrieren eines erfindungsgemäßen Videosystems ist in den Ansprüchen 25 folgende angegeben.

Erfindungsgemäß erfolgt das Ermitteln und Speichern nötiger Korrekturen des Bildes des Videosystems nicht vor dem Zusammenbau des Endoskops, sondern während des Betriebs des Endoskopie-Videosystems mit allen hierfür erforderlichen Komponenten und bevorzugt mit der Beleuchtungseinrichtung, die später auch zur Aufnahme der endoskopischen Bilder verwendet wird.

Dementsprechend weist die Bildverarbeitungseinheit einen "Lern-Modus" und einen "Aufnahme-Modus" auf. Im "Lern-Modus" wird das Bild wenigstens eines bekannten Testob-

jekts aufgenommen, das bevorzugt von der Beleuchtungseinrichtung beleuchtet wird. Die Bildverarbeitungseinheit vergleicht im "Lern-Modus" das Ausgangssignal jedes Bildelements des Bildaufnehmers mit einem vorgegebenen Soll-Ausgangssignal für dieses Testobjekt, ermittelt hieraus für jedes Bildelement die Intensitäts- und Farbänderung des aufgenommenen Bildes gegenüber dem Testobjekt, die sich aufgrund von Ungleichmäßigkeiten in der Beleuchtung, aufgrund des Randabfalls des Objektivs sowie von Transmissionsfehlern des Bildweiterleiters, und aufgrund von Empfindlichkeits-Ungleichmäßigkeiten des Bildaufnehmers ergeben, und bestimmt hieraus einen dem jeweiligen Bildelement zugeordneten Korrekturwert. Im "Aufnahme-Modus" korrigiert die Bildverarbeitungseinheit das jeweilige Ausgangssignal jedes Bildelements mittels des diesem Bildelement zugeordneten Korrekturwerts.

Das erfindungsgemäße Endoskopie-Videosystem erlaubt damit die Korrektur von Fehlern des Gesamtsystems und nicht nur von einzelnen Komponenten des Systems, wie beispielsweise von Unordnungen im Abbildungsfaserbündel, wie dies bei dem aus der DE-A-32 04 316 bekannten System der Fall ist.

Ein besonderer Vorteil des erfindungsgemäßen Endoskopie-Videosystems ist, daß es die Helligkeit des Bildes über das gesamte Objektfeld unter Einsatzbedingungen nivellieren kann:

Nahezu alle endoskopischen Bilder weisen eine zentrumsbetonte Grundhelligkeitsverteilung auf, die meist mit dem Radius abnimmt, und die darüberhinaus inhomogen sein kann. Dies hat eine Reihe von Ursachen:

- Aufgrund der Fokussierung der Lampenwendel, der ungleichmäßigen Anordnung und Ausbildung der Lichtleitfasern in dem Lichtleitkabel zwischen Beleuchtungseinrichtung und Endoskop sowie der ungleichmäßigen Anordnung und Ausbildung der Lichtleitfasern in dem Endoskop und der Anordnung der distalen Lichtaustrittsöffnung(en) wird das Objektfeld des Endoskopobjektivs mit einer radialen Lichtverteilung beleuchtet, der zufällige Inhomogenitäten überlagert sind. Verschiedene Patentanmeldungen beschreiben zwar, daß durch eine verbesserte distalseitige Lichtleiteranordnung eine homogenere Lichtverteilung erreicht werden kann. Über diese bekannten Anordnungen kann die Ausleuchtung zwar homogener gestaltet werden, jedoch ist eine gleichförmige Ausleuchtung nicht erreichbar.

- Die meisten Endoskopobjektive haben einen "Randabfall" in der Übertragungsfunktion, der in der Regel größer als der  $r^4$ -Abfall ist.

- Das Bildweiterleitersystem hat bei Verwendung von Relaislinsensystemen oder Gradientenlinsen (Anspruch 4) ebenfalls einen Randabfall. Bei Verwendung von abbildenden Faserbündeln (Anspruch 5) ergeben sich zusätzlich Inhomogenitäten, die durch gebrochene Fasern oder Fasern mit verglichen mit dem Großteil der Fasern verringerter Gesamttransmission oder unterschiedlicher spektraler Transmission hervorgerufen werden.

- Die einzelnen Bildelemente des Bildaufnehmers können unterschiedliche Empfindlichkeiten haben.

Zur Korrektur der inhomogenen Bildgrundhelligkeit sowie weiterer Bildfehler wird erfindungsgemäß wie folgt vorgegangen:

Im "Lern-Modus" werden ein oder nacheinandern mehrere Testobjekte in das Objektfeld des Endoskops eingebracht. Diese Testobjekte können eine von hinten beleuchtete (weiße) Mattscheibe, eine homogene Grau- bzw. Weißtafel, homogene Farbtafeln insbesondere mit reinen Grundfarben und/oder Tafeln sein, die die Ermittlung der Verzeichnung des aus Objektiv, Bildweiterleiter und Bildaufnehmer bestehenden Gesamtsystems erlauben (Anspruch 8). Diese Tafeln werden so angeordnet, daß sie senkrecht zur Blickrichtung des Endoskops stehen und einen bestimmten Abstand haben.

Um diese Bedingungen exakt einzuhalten, ist deshalb bevorzugt gemäß Anspruch 9 ein Test-Hohlraum vorgesehen, in den im "Lern-Modus" das distale Ende des Endoskops eingeführt ist, und in dem das oder die Testobjekte (Testtafeln) angeordnet sind, von denen jeweils eines in das Objektfeld des Endoskopobjektivs einbringbar ist.

Wenn die Bildfehler des "Gesamtsystems" korrigiert werden sollen, wird die jeweils im Objektfeld des Objektivs angeordnete Testtafel von dem aus der oder den Lichtaustrittsöffnungen am distalen Ende des Endoskops austretenden Licht beleuchtet und zwar bevorzugt unter Verwendung der Beleuchtungseinrichtung und des Lichtleitkabels, die auch später für die Aufnahme von endoskopischen Bildern eingesetzt werden.

Sollen dagegen nur die "Bildfehler" des abbildenden Systems korrigiert werden, so wird bevorzugt eine von hinten homogen beleuchtete Mattscheibe als Testtafel verwendet.



Die Bildverarbeitungseinheit berechnet aus dem Bild jeder Testtafel eine zweidimensionale Filtermatrix; für die Abbildung einer homogenen Grau- bzw. Weißtafel ist die Filtermatrix prinzipiell invers zum "Endoskopweißbild".

Dabei ist es bevorzugt, wenn zur Minimierung von durch die Aufnahmeelektronik bedingten Rauscheffekten zur Bestimmung der inversen Filtermatrix eine Anzahl von "Endoskopweißbildern" erfaßt und über diese gemittelt wird.

Zur Korrektur bestimmter "Bildfehler" können die verschiedensten, dem jeweiligen Bildfehler angepaßten Einzelmaßnahmen von der Bildverarbeitungseinheit durchgeführt werden:

Nach Anspruch 10 kompensiert die Bildverarbeitungseinheit die radial zum Rand abnehmende Helligkeitsverteilung des endoskopischen Bildes durch eine Bildnormierung, die über alle Bildelemente ausgeführt wird. Damit erhält man ein weitgehend einheitlich helles Bild.

Weiterhin kann die Bildverarbeitungseinheit die Signale von Bildelementen, die von Fasern mit relativ hohen Transmissionverlusten beaufschlagt werden, derart verstärken, daß die Helligkeit dieser Bildelemente der Helligkeit von benachbarten Bildelementen entspricht (Anspruch 13).

Zum Ausgleich von "dunklen Flecken" in der Beleuchtung kann gemäß Anspruch 11 die Bildverarbeitungseinheit die Signale der einzelnen Bildelemente bzw. von Gruppen von Bildelementen individuell derart verstärken, daß Ungleichmäßigkeiten in der Beleuchtung des Objektfeldes ausgeglichen werden.

Weiterhin kann die Bildverarbeitungseinheit die Farbinformation der Signale von Bildelementen, die von Fasern mit vom Großteil des Faserbündels abweichenden spektralen Übertragungseigenschaften beaufschlagt werden, über eine Umrechnung im Farbraum derart ändern, daß die Farbinformation des Bildelementes der von benachbarten Bildelementen entspricht (Anspruch 14). Die Farbkompensation kann dabei über die Transformation RGB in HSI mit H: Farbwert, S: Farbsättigung und I: Intensität durchgeführt werden. Damit ist beispielsweise der manchmal vorkommende "Gelbstich" von Fasern kompensierbar.

Der erfindungsgemäße Gedanke, daß die Bildverarbeitungseinheit im Lernmodus "lernt", durch elektronische Beeinflussung einzelner Bildelemente das endoskopische Bild so zu korrigieren, daß die Übertragungsfehler, die durch fehlerhafte Übertragungseigenschaften des Gesamtsystems und insbesondere des Faserbündels entstehen, visuell nicht mehr zu erkennen sind, erlaubt nicht nur die Korrektur bzw. Kompensation von Helligkeitsunterschieden, sondern auch von weiteren "Bildfehlern". Hierbei ändert die Bildverarbeitungseinheit nicht nur die Ausgangssignale der einzelnen Bildelemente, sondern "sortiert" die Bildelemente teilweise um.

Die Verwendung einer Testtafel, auf der sich beispielsweise ein Gitter befindet, erlaubt die Bestimmung der Verzeichnung des Gesamtsystems. Die Bildverarbeitungseinheit kann dann die Verzeichnung des Gesamtsystems durch eine partielle Bildverschiebung bzw. Bildtransformation - ausgeführt über alle Bildelemente - kompensieren (Anspruch 21).

Aufgrund von Alterungseffekten im Bildleiterbündel kommt es insbesondere bei flexiblen Endoskopen zum Brechen und

damit zum Ausfall einzelner Faserelemente. Prinzipiell geht dadurch nur ein sehr geringer Anteil der Bildinformationen verloren; aufgrund der sehr hohen Kontraste zwischen den bildübertragenden Fasern und der defekten Faser (schwarz) stören jedoch solche Bildausfälle subjektiv sehr stark.

Bei der im Anspruch 15 angegebenen Weiterbildung ersetzt die Bildverarbeitungseinheit die Signale von Bildelementen, die von defekten Fasern beaufschlagt werden, durch die Bildinformation benachbarter Bildelemente, die von nicht defekten Fasern beaufschlagt werden. Zuvor müssen jedoch die elektronischen Bildinformationen der defekten Faserelemente lokalisiert werden. Dies kann ebenfalls durch die Abbildung eines homogenen Testobjekts erfolgen. Damit ist es möglich, während der Lebensdauer eines Videoendoskops auftretende subjektiv störende Bildfehler durch einfaches Umschalten in den Lernmodus und Aufnahme einer Testtafel zu beseitigen.

Ähnliches gilt gemäß Anspruch 16 für die Signale von Bildelementen, die von Faserzwischenräumen "beaufschlagt" werden. Die Bildverarbeitungseinheit ersetzt die Signale dieser Bildelemente durch die Bildinformation benachbarter Bildelemente, die von lichttransmittierenden Fasern beaufschlagt werden.

Endoskopobjektive weisen in der Regel keine einstellbare Öffnungsblende auf. Die Belichtungssteuerung bzw. -regelung erfolgt deshalb durch Einstellung der Lampenleistung der Beleuchtungseinrichtung und/oder durch Änderung der Verschußzeit des Bildaufnehmers. Dabei bildet insbesondere die Bildaufnehmer-Steuereinheit die unterschiedlichen Verschußzeiten des Bildaufnehmers elektronisch

durch Variation der "Photonenintegrationsdauer" über die einzelnen Bildelemente.

Bei einer Änderung der die Lampe beaufschlagenden Leistung ändert sich auch teilweise das Spektrum des von der Lampe emittierten Lichts. Auch durch Alterung kann sich das Spektrum des von einer Lampe und insbesondere von einer Gasentladungslampe emittierten Lichts ändern. Die Bildverarbeitungseinheit kann gemäß Anspruch 20 die Farbänderungen des Bildes kompensieren, die sich durch Schwankungen der Farbtemperatur der Lampe(n) der Beleuchtungseinrichtung ergeben, die die unterschiedliche Leistungsbeaufschlagung und/oder Alterung der Lampe(n) verursacht.

Bei der im Anspruch 18 angegebenen Weiterbildung errechnet die Bildverarbeitungseinheit im Lernmodus eine Korrektur- im Lernmodus eine Korrekturfunktion, über die im Aufnahme-Modus die im Bild auftretenden störenden Netzlinien (Grid) unsichtbar gemacht werden, die durch die lichtundurchlässigen Fasermäntel (Gladding) der einzelnen Fasern des Faserbündels erzeugt werden. Diese Netzlinien stellen ein periodisches 2-dimensionales Muster im Ortsbereich dar, die über ein Sinc-Funktion als Korrekturfunktion im Frequenzbereich kompensiert wird.

Selbstverständlich ist es bei dem erfindungsgemäßen Endoskopie-Videosystem ebenso wie beim Stand der Technik möglich, ein Abbildungsfaserbündel zu verwenden, das wenigstens teilweise ein ungeordnetes Bündel ist. Die Bildverarbeitungseinheit ändert die Anordnung der einzelnen Bildelemente elektronisch derart, daß das wiedergegebene Bild dem Faserbündel-eintrittsseitigem Bild entspricht (Anspruch 17).

Die Zuordnung der einzelnen Bildelemente des Bildaufnehmers zu den Original-Bildorten, d.h. die Ist-Soll-Zuordnung erfolgt im Lernmodus dadurch, daß ein Bild einer Testtafel aufgenommen wird, die eine eindeutige Zuordnung des Soll-Ortes jedes Bildelements erlaubt, und daß die Bildverarbeitungseinheit die Zuordnung der Ist-Orte zu den Soll-Orten ermittelt. Die Bildverarbeitungseinheit erstellt die Zuordnung anhand dieses Testbildes und speichert die Zuordnung beispielsweise in Form einer Tabelle ab.

Da sich bei flexiblen Endoskopen verschiedene Bildfehler, wie beispielsweise die Gleichmäßigkeit der Beleuchtung, die Transmission des Abbildungs-Faserbündels oder die Verzeichnung durch die Abwinkelung des Endoskops ändern können, ermittelt gemäß Anspruch 22 die Bildverarbeitungseinheit die Korrekturwerte in Zuordnung zur Abwinkelung des Endoskops.

Die bei dem erfindungsgemäßen Endoskopie-Videosystem vorgesehene Bildverarbeitungseinheit kann ferner eine elektronische Bildfelddblende erzeugen, die kleiner als die EndoskopBildfelddblende ist, so daß der störende Abfall unmittelbar am Bildrand nicht mehr sichtbar ist (Anspruch 23). Ferner kann die Bildverarbeitungseinheit das Bild weiteren Manipulationen, wie beispielsweise einer elektronischen Bildaufrichtung, einer elektronischen Spiegelung (reverse Video) usw. unterziehen.

Die Erfindung kann bei den verschiedensten Endoskoptypen eingesetzt werden:

So ist es möglich, daß der Bildaufnehmer distal - beispielsweise in einer Art Sonde - angeordnet ist, und das Bild des Endoskopobjektivs direkt oder über ein optisches Anpassungssystem, das jedoch nicht als Bildweiterleiter dient, aufnimmt (Anspruch 2). Selbstverständlich ist es auch möglich, den Bildaufnehmer proximal anzuordnen. Der Bildaufnehmer kann dabei "fest" in das Endoskop eingebaut werden oder in an sich bekannter Weise in einer Videokamera eingebaut sein, die an das Okular des Endoskops angeflanscht wird. Gerade in diesem Falle ist die erfindungsgemäße Ausbildung, die eine Kalibrierung vor jeder Aufnahme erlaubt, von besonderem Vorteil. Der bei einer proximalen Anordnung des Bildaufnehmers erforderliche Bildweiterleiter, der das vom Endoskopobjektiv erzeugte Bild zum proximalen Ende des Endoskops weiterleitet, kann ein Relais-Linsensystem, das insbesondere aus Stablinsensystemen und/oder aus Elementen mit inhomogenem Brechungsindex besteht, oder ein abbildendes Faserbündel aufweisen, wie es bei flexiblen oder dünnkalibrigen starren Endoskopen verwendet wird.

Als Bildaufnehmer kommen die verschiedensten Aufnehmer einschließlich Aufnahmeröhren in Betracht. Besonders bevorzugt ist es jedoch, wenn der Bildaufnehmer wenigstens einen CCD-Chip aufweist, da bei einem derartigen Sensor die Zahl der Sensorelemente größer als die Zahl der Fasern des Faserbündels ist.

### Kurze Beschreibung der Zeichnung

Die Erfindung wird nachstehend anhand eines Ausführungsbeispiels unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher beschrieben, in der zeigen:

Fig. 1 ein Ausführungsbeispiel der Erfindung, und

Fig. 2a und b bei diesem Ausführungsbeispiel verwendete Testtafeln.

### Darstellung eines Ausführungsbeispiels

Fig. 1 zeigt ein Endoskop 1, das aus einem flexiblen Einführungsteil 2 und einen proximalen Teil 3 besteht. Der Einführungsteil 2 ist in bekannter Weise durch nicht dargestellte Züge etc. mittels ebenfalls nicht dargestellten Bedienelementen lenkbar bzw. abwinkelbar. Am distalen Ende des Einführungsteils 2 ist ein Endoskopobjektiv 4 angeordnet, das bei dem gezeigten Ausführungsbeispiel ohne Beschränkung der allgemeinen Anwendbarkeit der Erfindung ein "Vorausblickobjektiv" ist, d.h. die optische Achse des Objektivs fällt mit der Längsachse des Einführungsteils 2 zusammen. Selbstverständlich können im Rahmen der Erfindung auch Objektive eingesetzt werden, deren optische Achse mit der Längsachse des Einführungsteils 2 einen Winkel einschließt. Das Bild des Objektivs 4 überträgt ein Abbildungs-Faserbündel 5 zum proximalen Ende, so daß es mit einem Okular 6 betrachtet werden kann, das am proximalen Teil 3 vorgesehen ist.

Zur Beleuchtung des Objektfeldes des Endoskopobjektivs 4 ist eine Beleuchtungseinrichtung 7 mit einer nicht dargestellten Lampe vorgesehen, deren Licht ein Lichtleitkabel 8 zu einem Lichtanschluß 9 leitet, der an dem proximalen

Teil 3 angebracht ist. Der Lichtanschluß 9 ist über Beleuchtungs-Faserbündel 10 mit Lichtaustritts-Öffnungen 11 am distalen Ende des Endoskops 1 verbunden. Das aus den Lichtaustrittsöffnungen 11 austretende Licht beleuchtet das Objektfeld des Endoskopobjektivs 4.

Bei dem gezeigten Ausführungsbeispiel ist am Okularflansch 6' mittels eines bekannten Flansches 12 eine Videokamera 13 angebracht, die ein Videoobjektiv 14 und - ebenfalls ohne Beschränkung der allgemeinen Anwendbarkeit der Erfindung - als Bildaufnehmer einen CCD-Chip 15 aufweist. Selbstverständlich können auch andere Bildaufnehmer oder mehrere Chips für die verschiedenen Grundfarben eingesetzt werden.

Die Videokamera 13 wird von einem Steuergerät 16 gesteuert, das auch ein übliches Videoausgangssignal generiert, beispielsweise ein RGB-Signal. Das Steuergerät 16 ist über eine Steuerleitung 17 mit der Beleuchtungseinrichtung 7 verbunden und steuert zur Belichtungsregelung die von der Beleuchtungseinrichtung 7 abgegebene Lichtleistung.

Die vorstehend beschriebene Anordnung ist bekannt. Entsprechende Endoskope und Videoeinheiten werden beispielsweise von der Anmelderin dieser Anmeldung, der Karl Storz GmbH & Co. serienäßig hergestellt und vertrieben.

Der Videosignal-Ausgangsanschluß des Steuergeräts 16 ist über eine Leitung 18 mit dem Eingangsanschluß einer Bildverarbeitungseinheit 19 verbunden, die das Videoausgangssignal korrigiert und weiterverarbeitet und insbesondere in Echtzeit auf einem Monitor 20 darstellt.

Entsprechende Bildverarbeitungseinheiten sind ebenfalls bekannt und können beispielsweise einen PC nach In-



dustriestandard oder einen speziellen Bildprozessor aufweisen. Auch die Anmelderin der vorliegenden Anmeldung liefert unter der Marke "TwinVideo" eine geeignete Bildverarbeitungseinheit, die bei diesem Gerät Bilddrehungen und Spiegelungen ausführt.

Zusätzlich liegt an der Bildverarbeitungseinheit auch das an der Steuerleitung 17 anliegende Signal an.

Im folgenden soll die erfindungsgemäße Arbeitsweise der Bildverarbeitungseinheit 19 beschrieben werden:

Die Bildverarbeitungseinheit erlaubt eine Echtzeit-Bildverarbeitung mit einer Apriorie-Kenntnis der Bildfehler. Dabei werden in einer Offline-Verarbeitung die zu korrigierenden Bildübertragungseigenschaften elektronisch erkannt und inverse Bildoperationen berechnet und gespeichert.

Die Bildverarbeitungseinheit 18 weist somit einen "Lern-Modus" und einen "Aufnahme-Modus" auf.

Im "Lern-Modus" wird das Bild wenigstens eines bekannten Testobjekts aufgenommen, das bevorzugt von der Beleuchtungseinrichtung beleuchtet wird. Die Bildverarbeitungseinheit 18 vergleicht das Ausgangssignal jedes Bildelements des Bildaufnehmers 15 mit einem vorgegebenen Soll-Ausgangssignal für dieses Testobjekt, ermittelt hieraus für jedes Bildelement die Intensitäts- und Farbänderung des aufgenommenen Bildes gegenüber dem Testobjekt, die sich aufgrund von Ungleichmäßigkeiten in der Beleuchtung, aufgrund des Randabfalls des Objektivs sowie von Transmissionsfehlern des Bildweiterleiters, und aufgrund von Empfindlichkeits-Ungleichmäßigkeiten des Bildaufnehmers

ergeben, und bestimmt hieraus einen dem jeweiligen Bildelement zugeordneten Korrekturwert.

Im "Aufnahme-Modus" korrigiert die Bildverarbeitungseinheit 18 das jeweilige Ausgangssignal jedes Bildelements mittels des diesem Bildelement zugeordneten Korrekturwerts.

Zusätzlich zur Echtzeit-Bildverarbeitung mit Apriorie-Kenntnis der Bildfehler ist auch eine Echtzeit-Bildverarbeitung mit adaptiver Fehlerkorrektur möglich, die auch der Echtzeit-Bildverarbeitung mit Apriorie-Kenntnis der Bildfehler überlagert sein kann.

Insbesondere wird dabei beispielsweise wie folgt vorgegangen:

Z.B. zur Kompensation des Helligkeitsabfalls des gesamten Abbildungssystems wird das Endoskopbild einer weißen, homogenen, von hinten beleuchteten Mattscheibe ohne Endoskopbeleuchtung erfaßt.

Zur Korrektur der inhomogenen Bildgrundhelligkeit, die durch die endoskopeigene Beleuchtung und die optischen Übertragungseigenschaften des Endoskops hervorgerufen wird, wird das Bild einer homogenen weißen Fläche, die senkrecht zur Blickrichtung des Endoskops steht, erfaßt.

In beiden Fällen wird eine zweidimensionale Filtermatrix berechnet, die invers zum "Endoskopweißbild" ist. Zur Minimierung von Rauscheffekten, die durch die Aufnahmeelektronik 16 hervorgerufen werden, wird dabei über eine Anzahl von Endoskopweißbildern gemittelt.

Zur Substitution von Bildpunkten bei Faserdefekten, wie sie aufgrund von Alterungserscheinungen im Bildleiterbündel vorkommen, wird wie folgt vorgegangen:

Nach der Homogenisierung der Grundhelligkeit des Bildes erfolgt die Ausreißerdetektion, die durch gebrochene Fasern des Bündels 5 bedingt ist. Über ein Intensitätsschwellwertkriterium werden alle Schwarzpixel detektiert. Alle Pixel, die intensitätsmäßig unter einem bestimmten Schwellwert liegen, werden durch das "mittlere Maximum" der aktiven Pixel innerhalb eines bestimmten Suchbereichs ersetzt. Durch diese Vorgehensweise können auch Faserzwischenräume, die einzelne Bildelemente bzw. Pixel beaufschlagen, erfaßt werden.

Die in der Bildverarbeitungseinheit 18 hierfür durchzuführenden Rechenoperationen sind bekannt und sollen deshalb an dieser Stelle nicht näher erläutert werden.

Der vorstehenden Beschreibung ist zu entnehmen, daß wesentlich für die Korrektur der Bildfehler die Ausführung des sogenannten Lern-Modus ist. Im Lern-Modus muß -insbesondere dann, wenn eine Verzeichnungskorrektur durchgeführt wird - die Testtafel in einem bestimmten Abstand von der distalen Endfläche des Endoskopobjektivs unter einem rechten Winkel zur Objektivachse angeordnet sein.

Deshalb wird erfindungsgemäß ein Test-Hohlraum verwendet (Fig. 2), in dem eine Reihe von Testtafeln 21 beispielsweise auf einer Recosscheibe 22 derart angeordnet sind, daß sie nacheinander in das Objektfeld des Objektivs 4 des Endoskops 1 gebracht werden können. Das Endoskop 1, das vom Vorausblick-Typ ist, wird hierzu in eine diesem Endoskoptyp zugeordnete Öffnung 23<sub>1</sub> eingesetzt. Entsprechend

exisiteren Öffnungen 23<sub>2</sub> für Seitblick-Endoskope und 23<sub>3</sub> für Retroendoskope. Hierdurch ist gewährleistet, daß die Blickrichtung des Endoskops genau senkrecht zur jeweiligen Testtafel angeordnet ist. Der Test-Hohlraum erlaubt damit die Durchführung des Lern-Modus für Endoskope mit unterschiedlichen Blickrichtungen. Durch Anschläge 24 in den Öffnungen ist gewährleistet, daß der vorgegebene Abstand genau eingehalten wird.

Vorstehend ist die Erfindung anhand eines Ausführungsbeispiels ohne Beschränkung des allgemeinen, der Beschreibung und den Ansprüchen zu entnehmenden Erfindungsgedankens beschrieben worden.

P a t e n t a n s p r ü c h e

## 1. Endoskopie-Videosystem mit

- einem Endoskop,
  - einer Beleuchtungseinrichtung, deren Licht ein Lichtleiter zu einer oder mehreren Lichtaustrittsöffnungen am distalen Ende des Endoskops leitet,
  - einem am distalen Ende des Endoskops angeordneten Endoskopobjektiv; das das von der Beleuchtungseinrichtung beleuchtete Objektfeld abbildet,
  - einem elektronischen Bildaufnehmer mit einer Vielzahl von Bildelementen, der das Bild des Objektivs aufnimmt, und den eine Bildaufnehmer-Steuereinheit steuert, und
  - einer Bildverarbeitungseinheit, die das Bildsignal des Bildaufnehmers korrigiert und weiterverarbeitet und insbesondere in Echtzeit auf einer Anzeigeeinheit, wie einem Monitor darstellt,
- gekennzeichnet durch folgende Merkmale:
- die Bildverarbeitungseinheit weist einen "Lern-Modus" und einen "Aufnahme-Modus" auf,
  - im "Lern-Modus" wird das Bild wenigstens eines bekannten Testobjekts aufgenommen, das von der Beleuchtungseinrichtung oder einer weiteren Beleuchtungseinrichtung beleuchtet wird,
  - die Bildverarbeitungseinheit vergleicht im "Lern-Modus" das Ausgangssignal jedes Bildelements des Bildaufnehmers mit einem vorgegebenen Soll-Ausgangssignal für dieses Testobjekt, ermittelt hieraus für jedes Bildelement die Intensitäts- und Farbänderung des aufgenommenen Bildes gegenüber dem Testobjekt, die sich aufgrund von Ungleichmäßigkeiten in der Beleuchtung und/oder aufgrund des Randabfalls des Objektivs und/oder von Transmissionsfehlern des Bildweiterleiters und/oder aufgrund von Empfindlich-

keits-Ungleich-mäßigkeiten des Bildaufnehmers ergeben, und bestimmt hieraus einen dem jeweiligen Bildelement zugeordneten Korrekturwert, der aus dem Ausgangssignals dieses Bildelements, benachbarter Bildelemente und/oder einer Gruppe von Bildelementen gebildet wird,

- im "Aufnahme-Modus" korrigiert die Bildverarbeitungseinheit das jeweilige Ausgangssignal jedes Bildelements mittels des diesem Bildelement zugeordneten Korrekturwerts.

2. Videosystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Bildaufnehmer distal angeordnet ist, und daß Bild des Endoskopobjektivs direkt oder über ein optisches Anpassungssystem aufnimmt.

3. Videosystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Bildaufnehmer proximal angeordnet ist, und daß ein Bildweiterleiter vorgesehen ist, der das vom Endoskopobjektiv erzeugte Bild zum proximalen Ende des Endoskops weiterleitet,

4. Videosystem nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Bildweiterleiter wenigstens ein Relais-Linsensystem aufweist, das insbesondere aus Stablinsensystemen und/oder aus Elementen mit inhomogenem Brechungsindex besteht.

5. Videosystem nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Bildweiterleiter ein abbildendes Faserbündel aufweist.

6. Videosystem nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Bildaufnehmer wenigstens

einen CCD-Chip aufweist.

7. Videosystem nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere Testobjekte nacheinander in das Objektfeld des Endoskops einbringbar sind.

8. Videosystem nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß das oder die Testobjekte eine homogene Grautafel, homogene Farbtafeln und/oder Tafeln sind, die die Ermittlung der Verzeichnung des aus Objektiv, Bildweiterleiter und Bildaufnehmer bestehenden Gesamtsystems erlauben, und die insbesondere als elektronisch beaufschlagter Monitor ausgebildet sein können.

9. Videosystem nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß ein Test-Hohlraum vorgesehen ist, in den im "Lern-Modus" das distale Ende des Endoskops eingeführt ist, und in dem das oder die Testobjekte angeordnet sind, von denen jeweils eines in das Objektfeld des Endoskopobjektivs einbringbar ist und von dem aus der oder den Lichtaustrittsöffnungen am distalen Ende des Endoskops austretenden Licht beleuchtet wird.

10. Videosystem nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit die radial zum Rand abnehmende Helligkeitsverteilung des gesamten endoskopischen Bildes durch eine Bildnormierung - ausgeführt über alle Bildelemente - kompensiert.

11. Videosystem nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit die Signale der einzelnen Bildelemente individuell derart verstärkt, daß Ungleichmäßigkeiten in der Beleuchtung des Objektfeldes ausgeglichen werden.

12. Videosystem nach einem der Ansprüche 5 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit durch elektronische Änderung und/oder Umsortierung einzelner Bildelemente das endoskopische Bild so korrigiert, daß die Übertragungsfehler, die durch fehlerhafte Übertragungseigenschaften des Faserbündels entstehen, visuell nicht mehr zu erkennen sind.

13. Videosystem nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit die Signale von Bildelementen, die von Fasern mit relativ hohen Transmissionsverlusten beaufschlagt werden, derart verstärkt, daß die Helligkeit dieser Bildelemente der Helligkeit von benachbarten Bildelementen entspricht.

14. Videosystem nach Anspruch 12 oder 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit die Farbinformation der Signale von Bildelementen, die von Fasern mit vom Faserbündel abweichenden spektralen Übertragungseigenschaften beaufschlagt werden, über Umrechnung im Farbraum derart ändert, daß die Farbinformation des Bildelementes der von benachbarten Bildelementen entspricht.

15. Videosystem nach einem der Ansprüche 12 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit die Signale von Bildelementen, die von defekten Fasern beaufschlagt werden, durch die Bildinformation benachbarter Bildelemente ersetzt, die von nichtdefekten Fasern beaufschlagt werden.

16. Videosystem nach einem der Ansprüche 12 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit



die Signale von Bildelementen, die von Faserzwischenräumen "beaufschlagt" werden, durch die Bildinformation benachbarter Bildelemente ersetzt, die von lichttransmittierenden Fasern beaufschlagt werden.

17. Videosystem nach einem der Ansprüche 12 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß das Faserbündel ein wenigstens teilweise ungeordnetes Bündel ist, und daß die Bildverarbeitungseinheit die Anordnung der einzelnen Bildelemente elektronisch derart ändert, daß das wiedergegebene Bild dem Faserbündel-eintrittsseitigem Bild entspricht.

18. Videosystem nach einem der Ansprüche 5 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit im Lernmodus eine Korrekturfunktion errechnet, über die im Aufnahme-Modus die im Bild auftretenden störenden Netzlinien (Grid) unsichtbar gemacht werden, die durch die lichtundurchlässigen Fasermäntel (Gladding) der einzelnen Fasern des Faserbündels erzeugt werden.

19. Videosystem nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Netzlinien ein periodisches 2-dimensionales Muster im Ortsbereich darstellen, die über ein Sinc-Funktion als Korrekturfunktion im Frequenzbereich kompensiert wird.

20. Videosystem nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit die Farbänderungen des Bildes kompensiert, die sich durch Schwankungen der Farbtemperatur der Lampe(n) der Beleuchtungseinrichtung ergeben, die die unterschiedliche Leistungsbeaufschlagung und/oder Alterung der Lampe(n) verursacht.

21. Videosystem nach einem der Ansprüche 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit die Verzeichnung des Gesamtsystems durch eine partielle Bildverschiebung bzw. Bildtransformation - ausgeführt über alle Bildelemente - kompensiert.

22. Videosystem nach einem der Ansprüche 5 bis 21, dadurch gekennzeichnet, daß das Endoskop in an sich bekannter Weise ein flexibles Endoskop ist, und daß die Bildverarbeitungseinheit die Korrekturwerte in Zuordnung zur Abwinklung des Endoskops ermittelt.

23. Videosystem nach einem der Ansprüche 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit eine elektronische Bildfelddblende erzeugt, die kleiner als die Endoskop-Bildfelddblende ist.

24. Videosystem nach einem der Ansprüche 1 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit das Bild weiteren Manipulationen, wie Bilddrehungen und/oder Bildspiegelungen unterwirft.

25. Verfahren zum Kalibrieren eines Endoskopie-Videosystems nach einem der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß im Lern-Modus das Endoskop vor einer Testtafel in einem bestimmten Abstand von der Testtafel angeordnet wird, daß das Bild der Testtafel aufgenommen wird, daß die Bildverarbeitungseinheit die Ist-Ausgangssignale der einzelnen Bildelemente mit Soll-Ausgangssignalen vergleicht, die der jeweiligen Testtafel zugeordnet sind, und daß die Bildverarbeitungseinheit aus der Differenz der einzelnen Ist- und der Soll-Ausgangssignale und/oder einer

Funktion, die aus Ist- und Soll-Ausgangssignalen der längs einer Richtung auf dem Bildaufnehmer oder in einem bestimmten Bereich des Bildaufnehmers angeordneten Bildelemente gebildet sind, ein Korrektursignal für das Ausgangssignal jedes Bildelements oder einer Gruppe von Bildelementen während des Aufnahme-Modus berechnet.

26. Verfahren nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinheit eine Korrekturmatrix bzw. eine Korrekturtabelle berechnet.

27. Verfahren nach Anspruch 25 oder 26, dadurch gekennzeichnet, daß das Endoskop in einen Test-Hohlraum eingesetzt wird, so daß bei der Aufnahme der Testtafel eine bestimmte Zuordnung zwischen optischer Achse des Endoskops und Zentrum der Testtafel besteht und ein bestimmter Abstand eingehalten wird.

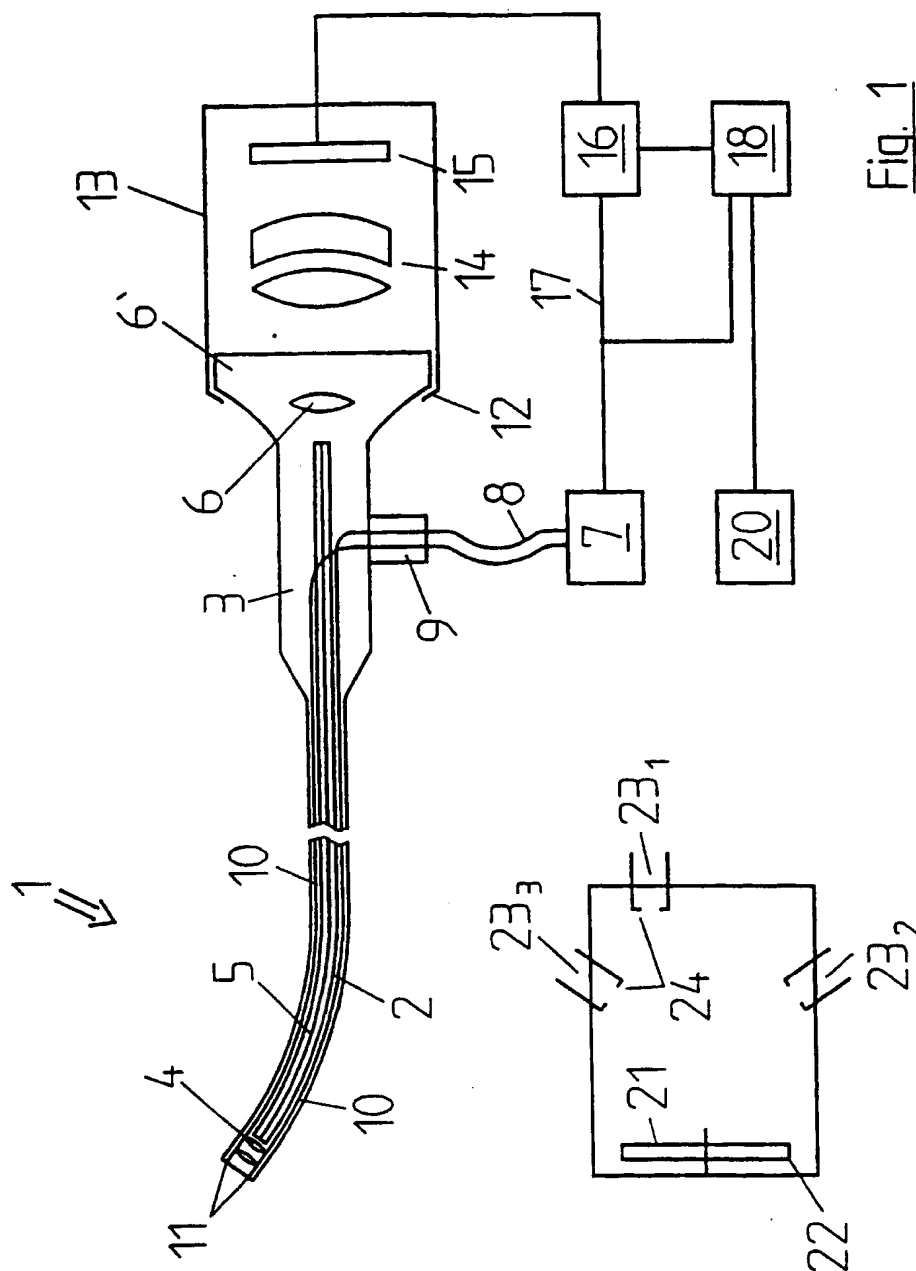


Fig. 1

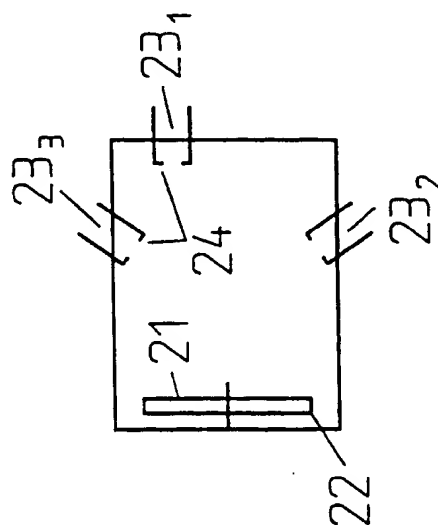


Fig. 2

**PCT**WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM  
Internationales BüroINTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE  
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation 6 : <b>H04N 5/217, 5/225</b>		A3	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: <b>WO 97/07627</b>
		(43) Internationales Veröffentlichungsdatum:	27. Februar 1997 (27.02.97)
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE96/01540 (22) Internationales Anmeldedatum: 19. August 1996 (19.08.96)  (30) Prioritätsdaten: 195 30 401.2          17. August 1995 (17.08.95)      DE 195 30 453.5          18. August 1995 (18.08.95)      DE  (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): KARL STORZ GMBH & CO. [DE/DE]; Mittelstrasse 8, D-78532 Tuttlingen (DE).  (72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): IRION, Klaus, M. [DE/DE]; Heudorfer Strasse 38, D-78576 Liptingen (DE). STROBL, Karl, Heinz [DE/US]; 30 Finlay Road, Fiskdale, MA 01518 (US). FAUST, Uwe [DE/DE]; Alexanderstrasse 46, D- 70182 Stuttgart (DE). CHATENEVER, David [US/US]; 779 North Ontare Road, Santa Barbara, CA 93105 (US).  (74) Anwalt: MÜNICH, Wilhelm; Münich, Rösler, Steinmann, Wilhelm-Mayr-Strasse 11, D-80689 München (DE).		(81) Bestimmungsstaaten: JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).  <b>Veröffentlicht</b> <i>Mit internationalem Recherchenbericht.</i> <i>Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen</i> <i>Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen</i> <i>eintreffen.</i>  (88) Veröffentlichungsdatum des internationalen Recherchen- berichts: 03. April 1997 (03.04.97)	
(54) Title: ENDOSCOPY VIDEO SYSTEM			
(54) Bezeichnung: ENDOSKOPIE-VIDEOSYSTEM			
(57) Abstract			
<p>An endoscopy video system has an endoscope, lighting means whose light is led by an optical fibre to one or several light outlets at the distal end of the endoscope, an endoscope objective arranged at the distal end of the endoscope that forms an image of the field lighted by the lighting means, an electronic image recorder with a plurality of image elements that record the image taken by the objective and that are controlled by an image recorder control unit, and an image processing unit that corrects and further processes the image signal from the image recorder and in particular represents it in real time on a display unit, such as a monitor. The image processing unit has a learning mode and a recording mode. In the learning mode, the image is taken of at least one known test object that is lighted by the lighting means. The image processing unit then compares the output signal of each image element of the image recorder with a predetermined set output signal for said test object, derives therefrom for each image element the light intensity and colour modifications of the recorded image in relation to the test object, whether these modifications are due to irregular lighting, marginal unsharpness of the objective, transmission defects of the optical fibre or irregularities in the sensitivity of the image recorder, and derives therefrom a correcting value for each image element. In the recording mode, the image processing unit corrects the output signal of each image element by means of the correcting value associated with each image element.</p>			
(57) Zusammenfassung			
<p>Die Erfindung bezieht sich auf ein Endoskopie-Videosystem mit einem Endoskop; einer Beleuchtungseinrichtung, deren Licht ein Lichtleiter zu einer oder mehreren Lichtaustrittsöffnungen am distalen Ende des Endoskops leitet; einem am distalen Ende des Endoskops angeordneten Endoskopobjektiv, das das von der Beleuchtungseinrichtung beleuchtete Objektfeld abbildet; einem elektronischen Bildaufnehmer mit einer Vielzahl von Bildelementen, der das Bild des Objektivs aufnimmt, und den eine Bildaufnehmer-Steuereinheit steuert; und einer Bildverarbeitungseinheit, die das Bildsignal des Bildaufnehmers korrigiert und weiterverarbeitet und insbesondere in Echtzeit auf einer Anzeigeeinheit, wie einem Monitor darstellt. Die Erfindung zeichnet sich durch folgende Merkmale aus: die Bildverarbeitungseinheit weist einen "Lern-Modus" und einen "Aufnahme-Modus" auf; im "Lern-Modus" wird das Bild wenigstens eines bekannten Testobjekts aufgenommen, das von der Beleuchtungseinrichtung beleuchtet wird; die Bildverarbeitungseinheit vergleicht im "Lern-Modus" das Ausgangssignal jedes Bildelements des Bildaufnehmers mit einem vorgegebenen Soll-Ausgangssignal für dieses Testobjekt, ermittelt hieraus für jedes Bildelement die Intensitäts- und Farbänderung des aufgenommenen Bildes gegenüber dem Testobjekt, die sich aufgrund von Ungleichmäßigkeiten in der Beleuchtung, aufgrund des Randabfalls des Objektivs sowie von Transmissionsfehlern des Bildweiterleiters, und aufgrund von Empfindlichkeits-Ungleichmäßigkeiten des Bildaufnehmers ergeben, und bestimmt hieraus einen dem jeweiligen Bildelement zugeordneten Korrekturwert; im "Aufnahme-Modus" korrigiert die Bildverarbeitungseinheit das jeweilige Ausgangssignal jedes Bildelements mittels des diesem Bildelement zugeordneten Korrekturwerts.</p>			

# LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AM	Armenien	GB	Vereinigtes Königreich	MX	Mexiko
AT	Österreich	GE	Georgien	NE	Niger
AU	Australien	GN	Guinea	NL	Niederlande
BB	Barbados	GR	Griechenland	NO	Norwegen
BE	Belgien	HU	Ungarn	NZ	Neuseeland
BF	Burkina Faso	IE	Irland	PL	Polen
BG	Bulgarien	IT	Italien	PT	Portugal
BJ	Benin	JP	Japan	RO	Rumänien
BR	Brasilien	KE	Kenya	RU	Russische Föderation
BY	Belarus	KG	Kirgisistan	SD	Sudan
CA	Kanada	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KR	Republik Korea	SG	Singapur
CG	Kongo	KZ	Kasachstan	SI	Slowenien
CH	Schweiz	LI	Liechtenstein	SK	Slowakei
CI	Côte d'Ivoire	LK	Sri Lanka	SN	Senegal
CM	Kamerun	LR	Liberia	SZ	Swasiland
CN	China	LK	Litauen	TD	Tschad
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	TG	Togo
CZ	Tschechische Republik	LV	Lettland	TJ	Tadschikistan
DE	Deutschland	MC	Monaco	TT	Trinidad und Tobago
DK	Dänemark	MD	Republik Moldau	UA	Ukraine
EE	Estland	MG	Madagaskar	UG	Uganda
ES	Spanien	ML	Mali	US	Vereinigte Staaten von Amerika
FI	Finnland	MN	Mongolei	UZ	Usbekistan
FR	Frankreich	MR	Mauretanien	VN	Vietnam
GA	Gabon	MW	Malawi		

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/DE 96/01540

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
IPC 6 H04N5/217 H04N5/225

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 6 H04N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5 142 359 A (YAMAMORI KATSUHIKO) 25 August 1992  see column 2, line 36 - line 43 see column 3, line 66 - column 4, line 13 see column 6, line 56 - line 68; figure 1 ---	1-3, 6-12, 14, 20, 25
Y	FR 2 670 067 A (SCANERA SC) 5 June 1992  see page 5, line 13 - line 19 ---	1-3, 6-12, 14, 20, 25
A	WO 93 04555 A (VISION TEN INC) 4 March 1993 see page 1, line 15 - page 3, line 3 --- -/-	1

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

### \* Special categories of cited documents:

- \* "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \* "E" earlier document but published on or after the international filing date
- \* "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \* "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \* "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \* "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \* "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \* "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \* "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 February 1997

Date of mailing of the international search report

- 4. 03. 97

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+ 31-70) 340-3016

Authorized officer

Bequet, T

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.  
PCT/DE 96/01540

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>OPTICAL ENGINEERING, vol. 23, no. 6, November 1984 - December 1984, WASHINGTON (US), pages 788-793, XP002025356 DINSTEIN ET AL.: "Imaging system response linearization and shading correction" see page 788, left-hand column, line 10 - line 22 see page 788, right-hand column, line 18 - line 24; figure 1 ---</p>	1
A	<p>GB 2 092 859 A (AMERICAN OPTICAL CORP) 18 August 1982 cited in the application see page 1, line 87 - line 111 -----</p>	5,17



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No  
PCT/DE 96/01540

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US-A-5142359	25-08-92	JP-A- 3165733	17-07-91
FR-A-2670067	05-06-92	NONE	
WO-A-9304555	04-03-93	US-A- 5252818	12-10-93
		AU-A- 2894292	16-03-93
GB-A-2092859	18-08-82	AU-A- 7942282	26-08-82
		CA-A- 1174089	11-09-84
		DE-A- 3204316	02-09-82
		FR-A- 2499738	13-08-82
		JP-A- 57148468	13-09-82

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 96/01540

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES  
IPK 6 H04N5/217 H04N5/225

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 6 H04N

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehorende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	US 5 142 359 A (YAMAMORI KATSUHIKO) 25. August 1992  siehe Spalte 2, Zeile 36 - Zeile 43 siehe Spalte 3, Zeile 66 - Spalte 4, Zeile 13 siehe Spalte 6, Zeile 56 - Zeile 68; Abbildung 1 ---	1-3, 6-12, 14, 20, 25
Y	FR 2 670 067 A (SCANERA SC) 5. Juni 1992  siehe Seite 5, Zeile 13 - Zeile 19 ---	1-3, 6-12, 14, 20, 25
A	WO 93 04555 A (VISION TEN INC) 4. März 1993 siehe Seite 1, Zeile 15 - Seite 3, Zeile 3 ---	1
	-/-	

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann nahelegend ist

"Z" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

14. Februar 1997

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

- 4. 03. 97

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Bequet, T

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen  
PCT/DE 96/01540

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	<p>OPTICAL ENGINEERING, Bd. 23, Nr. 6, November 1984 - Dezember 1984, WASHINGTON (US), Seiten 788-793, XP002025356 DINSTEIN ET AL.: "Imaging system response linearization and shading correction" siehe Seite 788, linke Spalte, Zeile 10 - Zeile 22 siehe Seite 788, rechte Spalte, Zeile 18 - Zeile 24; Abbildung 1 ---</p>	1
A	<p>GB 2 092 859 A (AMERICAN OPTICAL CORP) 18. August 1982 in der Anmeldung erwähnt siehe Seite 1, Zeile 87 - Zeile 111 -----</p>	5,17

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 96/01540

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US-A-5142359	25-08-92	JP-A- 3165733	17-07-91
FR-A-2670067	05-06-92	KEINE	
WO-A-9304555	04-03-93	US-A- 5252818	12-10-93
		AU-A- 2894292	16-03-93
GB-A-2092859	18-08-82	AU-A- 7942282	26-08-82
		CA-A- 1174089	11-09-84
		DE-A- 3204316	02-09-82
		FR-A- 2499738	13-08-82
		JP-A- 57148468	13-09-82